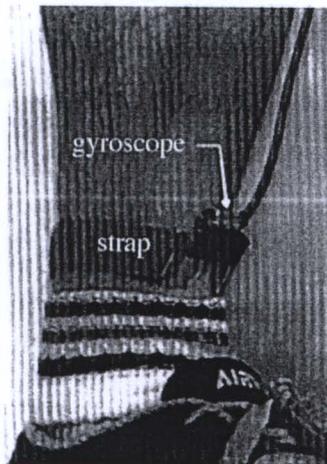


บทที่ 2 ทฤษฎีและงานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

2.1 งานวิจัยที่เกี่ยวข้อง

ผู้วิจัยเน้นศึกษางานวิจัยที่นำมาวัดความเร่ง และใจโรสโคบมาใช้วิเคราะห์การเดินในรูปแบบต่างๆ การนำมาตรวจวัดความเร่งมาใช้ในงานทางการวิเคราะห์การเดินเริ่มต้นมาตั้งแต่ปี 1970 [1], [2] และพัฒนาเรื่อยมา โดยเริ่มมีการใช้งานใจโรสโคบประกอบในภายหลังโดยในปี 1999 Kaiyu Tong และ Malcolm H. Granat [3] ได้ศึกษาการใช้ใจโรสโคบ เพื่อพัฒนาระบบวิเคราะห์การเดินแบบพกพาอย่างง่ายขึ้น โดยติดตั้งใจโรสโคบไว้บริเวณส่วนของ ขาที่อ่อนบน และขาที่อ่อนล่าง เพื่อวัดความเร็วเชิงมุม และนำค่าที่ได้จากทั้งสองส่วนมาคำนวณหาค่า มุมของข้อเข่า และมุมเอียง (Segment Inclination) ของแต่ละส่วน อุปกรณ์ที่ใช้คือใจโรสโคบ Murata (ENC-05EB) และเปรียบเทียบกับระบบ VICON ที่ความถี่ในการอ่านข้อมูลที 50 เฮิร์ตซ์



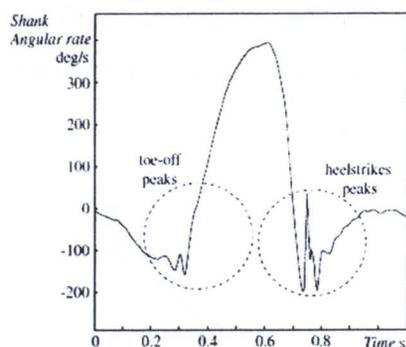
รูปที่ 2.1 ตำแหน่งที่ติดตั้งใจโรสโคบของงานวิจัย Kaiyu [3]

ผลการทดลองทำให้ทราบว่า การติดตั้งใจโรสโคบ เพียงตำแหน่งเดียวที่บริเวณขาที่อ่อนล่างสามารถให้ข้อมูลที่สำคัญสำหรับการวิเคราะห์การเดินได้ เช่น มุมที่เอียงเบนไป จำนวนก้าว จำนวนก้าวต่อนาที และสามารถประมาณระยะห่างระหว่างก้าวในขาข้างเดียวกันและ ความเร็วในการเดินได้ นอกจากนี้ ทุกครั้งที่มีการเคลื่อนไหว จะเกิดการเบี่ยงเบนค่าคริปท์ ของใจโรสโคบ ซึ่งสามารถแก้ไขได้โดยใช้การกรองสัญญาณแบบ ความถี่สูงผ่าน

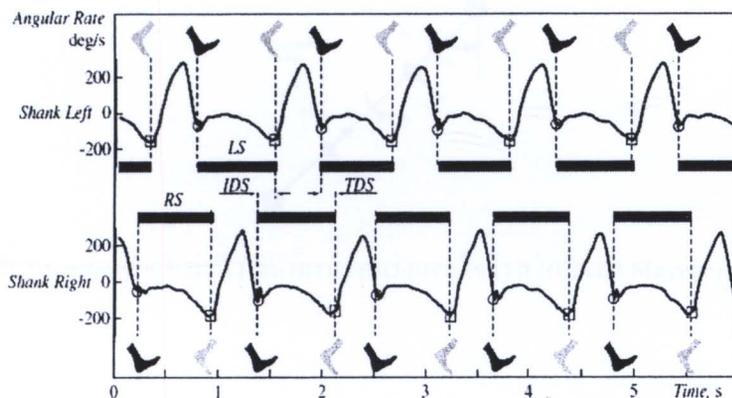
ตารางที่ 2.1 เปรียบเทียบค่าของสัญญาณที่ได้จากไจโรสโคปและสัญญาณที่ได้จากระบบ VICON [3]

Sensor signal	Sensor location	CORRCOEFF	RMSEW	NRMSE
Angular velocity	Shank	0.94	14.83	0.34
Angular velocity	Thigh	0.91	19.7	0.5
Inclination	Shank	0.92	4.95	0.35
Inclination	Thigh	0.9	4.99	0.43
Joint angle	Knee	0.93	6.42	0.42

งานวิจัยของ K. Aminian ในปี 2002 วิเคราะห์สัญญาณที่ได้จากไจโรสโคปมาคำนวณหาเหตุการณ์ Heel Strike และ Toe Off โดยเปรียบเทียบผลการทดลองที่ได้กับวิธีการ แบบมาตรฐาน นั่นคือวิธีการ วัดแรงกดที่ส้นเท้าและปลายเท้าขณะเดิน ซึ่งในงานวิจัยดังกล่าวได้สรุปผลว่าผลที่ได้จากไจโรสโคป นั้นมีความผิดพลาดจากระบบวัดแรงที่ฝ่าเท้าประมาณร้อยละ 1 ที่ระดับความเชื่อมั่นที่ร้อยละ 99

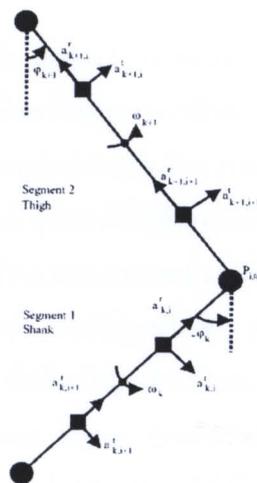


รูปที่ 2.2 แสดงตำแหน่งของยอดแหลมต่างๆ ในสัญญาณของความเร็วเชิงมุม [4]

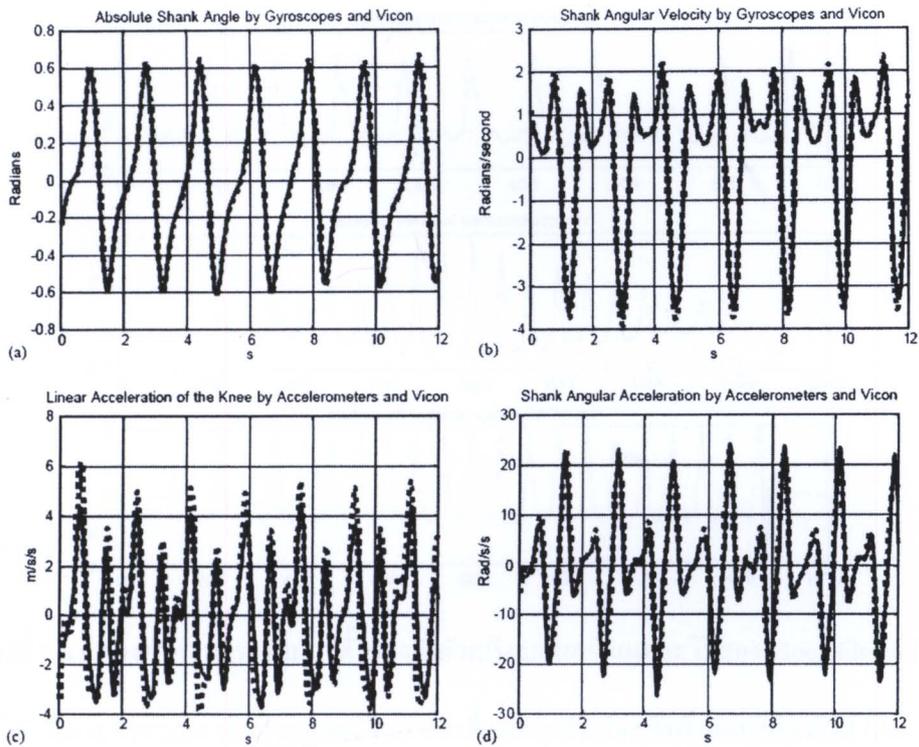


รูปที่ 2.3 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างความเร็วเชิงมุมและค่าตัวแปรทางการเดินที่ขึ้นอยู่กับเวลา [4]

ต่อมาในปีเดียวกัน Mayagoitia R. [5] ศึกษาการใช้มาตรความเร่งและไจโรสโคป ในการตรวจจับการเคลื่อนไหว แทนระบบตรวจจับโดยใช้กล้อง โดยในการทดลองได้ติดตั้งมาตรความเร่งแกนเดียว 4 ชุด ชุดละ 2 แกน และ ไจโรสโคป 1 ชุด ไว้บริเวณ ขาท่อนบน (ต้นขา) และขาท่อนล่าง (แข้ง) เพื่อวัด มุมของขาท่อนบน ขาท่อนล่าง และข้อเข่า ความเร็วเชิงมุมของขาท่อนบน ขาท่อนล่าง ความเร่งเชิงเส้นของข้อเข่า ความเร่งเชิงมุมของขาท่อนบนและล่าง ในระนาบแบ่งซ้ายขวา (Sagittal Plane) เปรียบเทียบกับ ระบบตรวจจับการเคลื่อนไหวโดยใช้กล้อง VICON ซึ่งใช้การแปลงผลตำแหน่งของมาร์คเกอร์ (Marker) ที่ติดตั้งอยู่บนตำแหน่งที่สนใจ ในการทดลองใช้กลุ่มอาสาสมัครทั้งสิ้น 10 คน โดยให้ทดลองเดินบนสายพานวิ่ง (Treadmill) ด้วยความเร็วที่แตกต่างกัน 5 ระดับ อุปกรณ์ที่ใช้คือมาตรความเร่งแกนเดียว (IC-Sensors 3021-005-P) ติดตั้งบนสายคาดอะลูมิเนียมสองสายที่มีความยาวสายละ 30 เซนติเมตร ที่มีความกว้าง 2 เซนติเมตร และ ไจโรสโคป Murata (ENC-05EB) ติดตั้งลงบนกึ่งกลางของสายอะลูมิเนียมแต่ละสาย ในการทดลองเก็บข้อมูลที่มีความถี่ 100 เฮิรตซ์ ผลการทดลองที่ได้พบว่า ทั้งสองระบบมีประสิทธิภาพใกล้เคียงกันอย่างมาก โดยมีค่ารากที่สองของค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสอง (Root Mean Square Error, RMSE) น้อยกว่าร้อยละ 7 ของขอบเขตในร้อยละ 75 ของกรณีทั้งหมด และในทั้งสองระบบยังมีค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์พหุคูณ (Coefficient of Multiple Correlation, CMC) สูงมากในทุกกรณีที่ทดลอง โดยค่าความผิดพลาดสูงสุดจะอยู่ในกรณีที่มีความเร่งสูง เช่นกรณีที่เกิดการกระแทกของขาในขณะที่ส้นเท้าสัมผัสกับพื้น

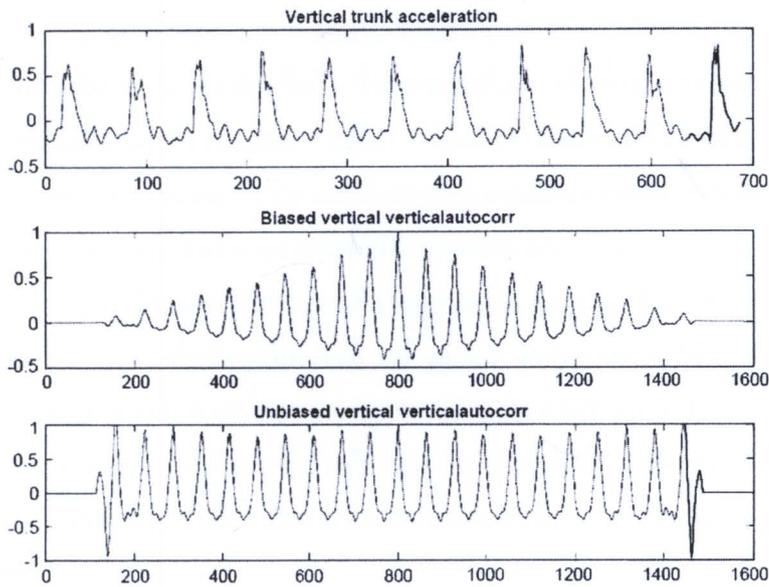


รูปที่ 2.4 แสดงตำแหน่งที่วางมาตรความเร่งและไจโรสโคปของ Mayagoitia [5]



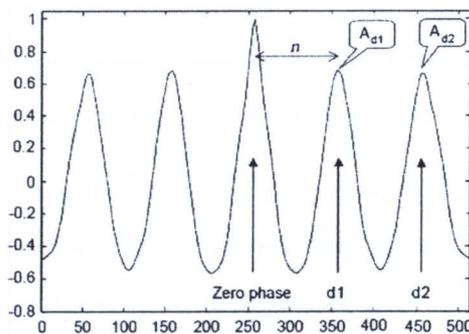
รูปที่ 2.5 เปรียบเทียบผลลัพธ์ที่ได้จากทั้งสองระบบโดยเส้นที่แทนระบบ VICON และเส้นประแทนระบบที่ใช้อุปกรณ์รับรู้ของ Mayagoitia [5]

ต่อมาในปี 2004 Rolf Moe-Nilssen และ Jorunn L. Helbostad [6] ศึกษาการวัดค่าในรอบการเดิน ด้วยระบบวิเคราะห์การเดินแบบพหุภาพ ซึ่งตรวจจับการเปลี่ยนแปลงความเร่งของลำตัวส่วนล่าง โดยมาตรความเร่งสามแกนที่ติดตั้งอยู่บนหลังส่วนล่าง ในการทดลองให้อาสาสมัครเดินด้วยความเร็วตามปกติ ช้ากว่าปกติ และ เร็วกว่าปกติ อุปกรณ์ที่ใช้คือมาตรความเร่งสามแกนที่ติดอยู่กับแผ่นหลังส่วนล่าง ซึ่งสัญญาณที่ได้จะถูกกรองด้วยการกรองแบบความถี่ต่ำผ่านที่ความถี่ 55 เฮิรตซ์ หลังจากนั้นจึงสุ่มเก็บข้อมูลที่ความถี่ 128 เฮิรตซ์ ส่งข้อมูลผ่านทาง Personal Computer Memory Card International Association (PCMCIA) ซึ่งเก็บข้อมูลเอาไว้ และส่งข้อมูลไปยังคอมพิวเตอร์ในภายหลัง โดยในคอมพิวเตอร์ใช้โปรแกรม Matlab Signal Processing Toolbox 6.0 ในการคำนวณข้อมูล จากนั้นนำข้อมูลที่ได้จากมาตรวัดความเร่งมาแปรผลให้เป็นตำแหน่งในระบบ แนวนอน แนวตั้ง (Horizontal-Vertical Coordinate System)



รูปที่ 2.6 แสดงค่าความเร่งในแนวตั้งของลำตัวเปรียบเทียบกับในแต่ละวิธีของ Moe-Nilssen [6]

ในงานวิจัยมีการคำนวณหาค่าประมาณตัวคลาดเคลื่อนของสัมประสิทธิ์อัตโนมัติ (An Biased Estimate of Autocorrelation Coefficient) เพื่อบ่งบอกถึงรอบการเดิน เนื่องจากค่าความเร่งที่ได้นั้นมีค่าที่ลักษณะเป็นรอบ ซึ่งสัมพันธ์กับรอบการเดินและสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวคลาดเคลื่อนสามารถบ่งบอกถึงลักษณะของสัญญาณที่เป็นแบบแผนได้ จึงนำมาประยุกต์ใช้หาค่าพารามิเตอร์ต่างๆ ในการวิเคราะห์การเดินได้ เช่น จำนวนก้าวต่อนาทีและระยะห่างระหว่างก้าว งานวิจัยดังกล่าวสรุปไว้ว่าระยะห่างระหว่างเฟสศูนย์ (Zero Phase) หรือจุดกึ่งกลางของข้อมูลของ สัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ของตัวคลาดเคลื่อนกับจุดยอดแรกที่อยู่ติดกับเฟสศูนย์จะเป็นค่าเฉลี่ยของรอบของการเกิดแบบแผนของสัญญาณ ซึ่งในที่นี้คือรอบการเดิน



รูปที่ 2.7 แสดงระยะระหว่างเฟสศูนย์กับจุดยอดแรกที่อยู่ติดกัน [6]

จากรูปที่ 2.7 ค่า n เท่ากับจำนวนข้อมูลที่เกิดขึ้นในหนึ่งรอบสัญญาณ ซึ่งเท่ากับหนึ่งรอบการเดิน

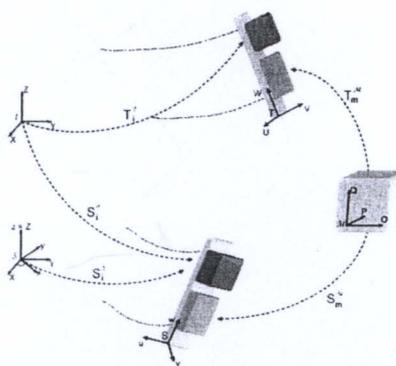
ในปีเดียวกัน Marius Henriksen [7] ทดสอบความน่าเชื่อถือของการใช้ค่าความเร่งลำตัวในการวิเคราะห์การเดิน ว่ามีความน่าเชื่อถือหรือไม่ ซึ่งทดสอบด้วยการติดตั้งมาตรความเร่งสามแกนไว้บริเวณกระดูกสันหลังส่วนเอว (Lumbar Spine) โดยใช้ค่าสัมประสิทธิ์สหสัมพันธ์ภายในชั้น (Interclass Correlation Coefficient, ICC) และค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสอง (Mean Square Error, MSE) เป็นตัวบ่งบอกความน่าเชื่อถือ อุปกรณ์ที่ใช้คือ มาตรความเร่งแบบ Piezoresistent ของบริษัท Mega Electronics ประเทศฟินแลนด์ มีความละเอียดอยู่ที่ $\pm 2.7g$ ข้อมูลถูกเก็บไว้ที่หน่วยความจำแบบพกพาที่ติดอยู่ที่ตัวอย่าง และเก็บข้อมูลที่ความถี่ 250 เฮิร์ตซ์ ผลการทดลองได้ค่า ICC อยู่ระหว่าง 0.77-0.96 และค่า MSE สำหรับค่าเฉลี่ยของความเร่ง อยู่ระหว่าง 0.007-0.01g สำหรับระยะแต่ละก้าวเท่ากับ 0.009 เมตร ระยะระหว่างก้าวในขาข้างเดียวกันเท่ากับ 0.022 เมตร และ สำหรับจำนวนก้าวต่อนาทีค่าอยู่ที่ 1.644 ก้าวต่อนาที ซึ่งถือว่ามีความน่าเชื่อถือในระดับดีเยี่ยม สามารถนำข้อมูลในส่วนนี้ไปใช้ในทางคลินิกได้

ในปี 2007 Benjamin Baruch Aisen จาก Massachusetts Institute of Technology [8] ได้ศึกษาวิธีการเดินของผู้ที่ใส่ขาเทียมแบบสามารถปรับอัตราหน่วงได้ โดยใช้ชุดตรวจวัดโดยใช้ความเฉื่อย หรือ IMU (Inertial Measurement Unit) ในการวัดค่า ซึ่งในการทดลองได้แบ่งรูปแบบการเดินออกเป็น 3 ลักษณะ ได้แก่ การเดินบนพื้นปกติ การเดินขึ้นบันได และการเดินลงบันได โดยเป้าหมายของการทดลองคือพยายามทำให้ขาเทียมนั้นปรับค่าอัตราหน่วงที่เหมาะสมกับการเดินในลักษณะต่างๆ อุปกรณ์ที่ใช้คือ ตัวตรวจวัดโดยใช้ความเฉื่อย MicroStrain (3DM-GX1) ภายในประกอบไปด้วย ไจโรสโคปสามแกน และมาตรความเร่งสามแกนที่ตั้งฉากกัน โดยอุปกรณ์ทั้งหมดได้รับการติดตั้งลงในขาเทียม Ossur LP Vari-Flex และใช้โปรแกรม Matlab ประมวลผลข้อมูล ในการทดลองใช้วิธีการวิเคราะห์ข้อมูลสองแบบหลักคือ

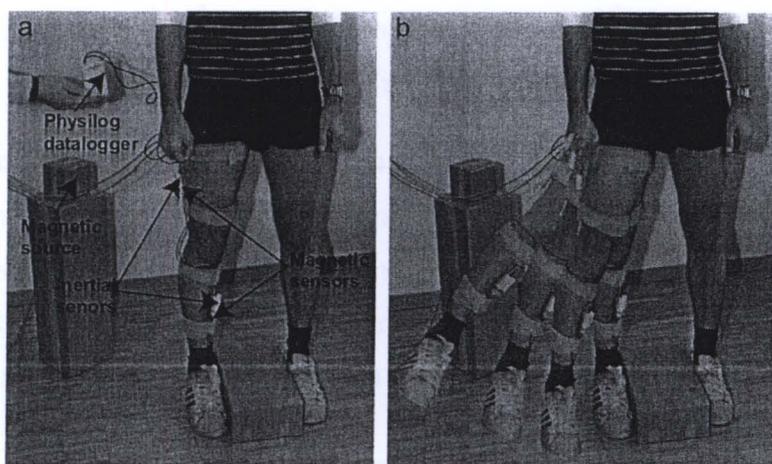
1. การวิเคราะห์โดยใช้กฎ (Rule-Based Analysis)
2. การประมาณแบบไฮบริด (Hybrid Estimation) คือการรวมกันระหว่างการกรองแบบคาลแมน (Kalman Filter) กับ แบบจำลองฮิดเดนมาร์คอฟ (Hidden Markov Model)

ผลการทดลองสรุปว่า วิธีการวิเคราะห์โดยใช้กฎ นั้นไม่สามารถหากรณีที่แน่นอนในการแบ่งการเดินทั้งสามลักษณะออกจากกันได้ แต่สำหรับวิธีไฮบริด นั้นสามารถแบ่งแยกได้ถูกต้องร้อยละ 75 ซึ่งค่าที่ผิดพลาดส่วนใหญ่จะอยู่ในการเดินลักษณะขึ้นบันได และลงบันได

ในปี 2006 [9], 2008 [10], 2009 [11] J. Favre ได้ศึกษาการวัดมุมของข้อเข่าในสามมิติโดยใช้อุปกรณ์ประเภทวัดความเฉื่อยแบบ MEMS เปรียบเทียบผลที่ได้กับระบบตรวจวัดแบบใช้แรงแม่เหล็ก อุปกรณ์ประกอบไปด้วย มาตรความเร่งสามแกน และไจโรสโคป สามแกน ติดตั้งไว้บริเวณขาส่วนบน และ ขาส้นล่าง และเชื่อมต่อเข้ากับชุดเก็บข้อมูลแบบมีสาย



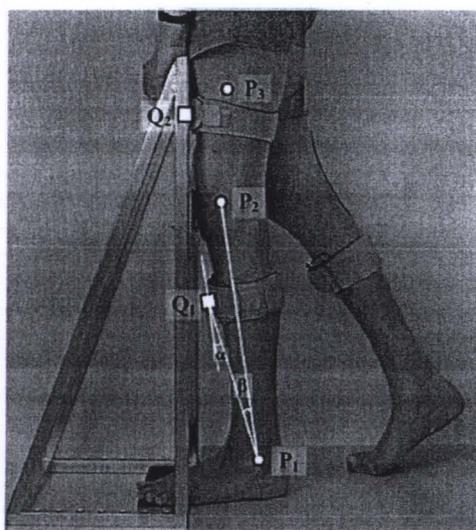
รูปที่ 2.8 ตำแหน่งที่ติดตั้งชุดตรวจจับ ของ J. Favre [10]



รูปที่ 2.9 แสดงภาพรวมของระบบของ J. Favre [10]

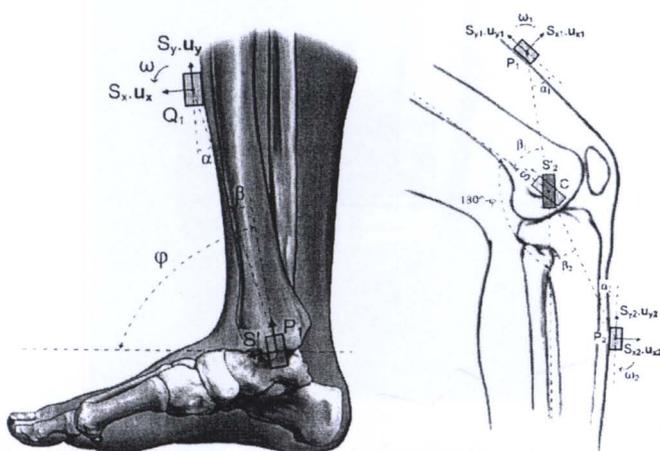
ผลการวิจัยพบว่า การใช้อุปกรณ์ประเภทวัดความเฉื่อยแบบ MEMS มีความแม่นยำใกล้เคียงกับการตรวจวัดด้วยแรงแม่เหล็ก ทั้งยังเป็นการวัดที่ง่าย และสามารถใช้งานนอกห้องปฏิบัติการได้ นอกจากนี้ยังสามารถนำไปประยุกต์ใช้ในการวัดมุมของส่วนอื่นๆของร่างกายได้อีกด้วย เช่น มุมของสะโพก มุมของข้อศอก เป็นต้น

ในปี 2006 Dejnabadi, H. [12] ได้ศึกษาการเคลื่อนไหวในระนาบแบ่งซ้ายขวาของส่วนขา โดยใช้ตัวตรวจวัดค่าประเภตมาตรความเร่งและไจโรสโคป เพื่อตรวจวัดค่ามุมของขาที่อนบน และขาที่อนล่าง อุปกรณ์ที่ใช้คือ มาตรความเร่งสองแกน (ADX202/210) และไจโรสโคปหนึ่งแกน (ADXRS150/300) โดยติดตั้งอุปกรณ์ทั้งหมดลงในกล่องขนาด 20 x 20 x 10 ลูกบาศก์มิลลิเมตร และยึดติดกับขาที่อนล่าง และขาที่อนบนด้วยสายรัด ซึ่งข้อมูลทั้งหมดถูกส่งไปยังอุปกรณ์บันทึกข้อมูล Physilog system ที่ติดตั้งอยู่บริเวณข้อมือ ด้วยความถี่ในการเก็บข้อมูล 200 เฮิร์ตซ์



รูปที่ 2.10 แสดงตำแหน่งที่ติดตั้งตัวตรวจวัด โดยวงกลมแทนตำแหน่งที่ติดมาร์คเกอร์ และ สี่เหลี่ยมแทนตำแหน่งที่ติดอุปกรณ์รับรู้ ในงานของ Dejnabadi [12]

ในการคำนวณหามุมของขาส่วนบนและส่วนล่าง ผู้วิจัยได้ใช้ค่าที่ได้จากตำแหน่งขาที่บนบน และขาที่ส่วนล่าง ในการจำลองตัวตรวจวัดเสมือนอยู่บริเวณข้อเข่า และข้อเท้า ซึ่งมีความสัมพันธ์กัน ในการทดลองใช้ผู้ทดลองจำนวน 8 คน แบ่งเป็นชาย 5 คนและหญิง 3 คน อายุระหว่าง 44 ถึง 70 ปี มีค่าเฉลี่ยอายุเท่ากับ 58.7 ปี ทดลองเดินบนเครื่องออกกำลังกายแบบสายพานวิ่ง ที่ความเร็ว 2.3 และ 4 กิโลเมตรต่อชั่วโมงตามลำดับ ทุกการทดลองผู้ทดลองใส่รองเท้ากีฬาอยู่ตลอดเวลา



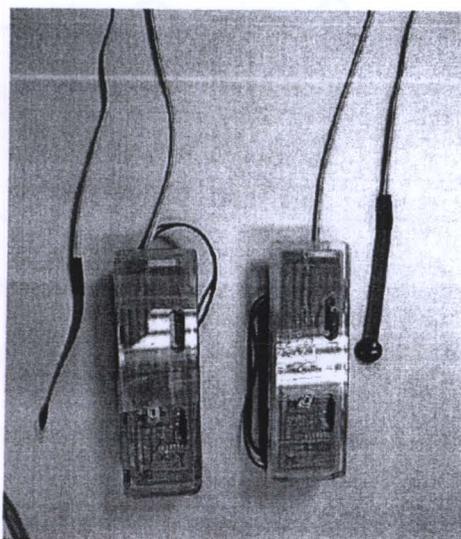
รูปที่ 2.11 แสดงความสัมพันธ์ระหว่างตัวตรวจวัดจริง กับ ตัวตรวจวัดเสมือน [12]

ผลที่ได้จากการทดลองนำมาเปรียบเทียบกับค่าที่วัดได้จากมาร์คเกอร์ของระบบ Zebris ซึ่งผลการเปรียบเทียบพบว่าค่ารากที่สองของค่าความคลาดเคลื่อนกำลังสอง (Root Mean Square Error, RMSE) ของทั้งสองระบบไม่แตกต่างกันมาก

ตารางที่ 2.2 แสดงค่า RMS ระหว่างทั้งสองระบบในงานของ Dejnabadi [12]

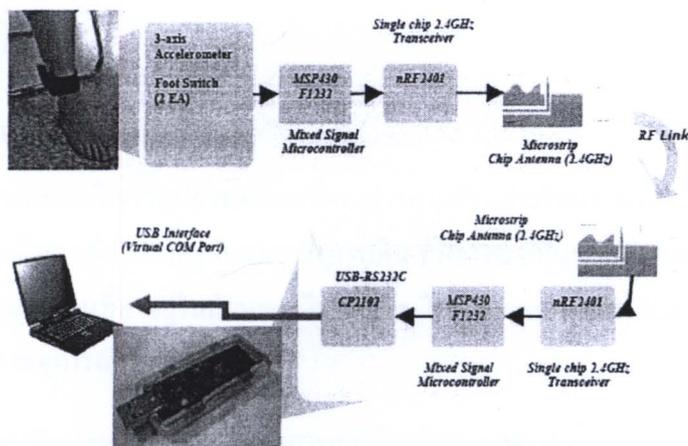
	Intermediate (3km/h)		Fast (4km/h)	
	RMSE	Corr. Coeff.	RMSE	Corr. Coeff.
Shank	0.73 ± 0.14	0.9994 ± 0.0004	0.78 ± 0.17	0.9994 ± 0.0003
Thing	1.57 ± 0.35	0.9986 ± 0.0003	1.69 ± 0.48	0.9986 ± 0.0008

ในปี 2007 Jung-Ah Lee [13] และคณะ ศึกษาการวัดค่าพารามิเตอร์ของการเดินด้วยอุปกรณ์มาตรฐาน ความเร่งที่สวมใส่ได้ โดยเปรียบเทียบค่าความเร่งที่วัดได้จากช่วงเวลาที่ส้นเท้าแตะพื้น และช่วงเวลาที่ปลายนิ้วเท้ากำลังยกขึ้นจากพื้นกับสวิทช์เท้าเหยียบ เนื่องจากสวิทช์เท้าเหยียบมีการใช้กันอย่างแพร่หลายและได้รับการยอมรับว่าเป็นเครื่องมือที่มีประสิทธิภาพมาก สำหรับการวัดช่วงเวลาทั้งสองในขณะเดิน อุปกรณ์ที่ใช้ในการศึกษาคือมาตรความเร่งสามแกน Freescale (MMA7260) บรรจุอยู่ในกล่องขนาด ความกว้าง 25 มิลลิเมตร ความยาว 160 มิลลิเมตร ความลึก 25 มิลลิเมตร ส่งข้อมูลผ่านระบบไร้สาย และใช้พลังงานจากแบตเตอรี่ลิเทียมไอออน (Li-ion) และสวิทช์เท้าเหยียบ (IESF-R-5L, CUI inc., OR) ซึ่งสามารถตรวจวัดแรงดันที่กระทำต่อตัวสวิทช์ได้



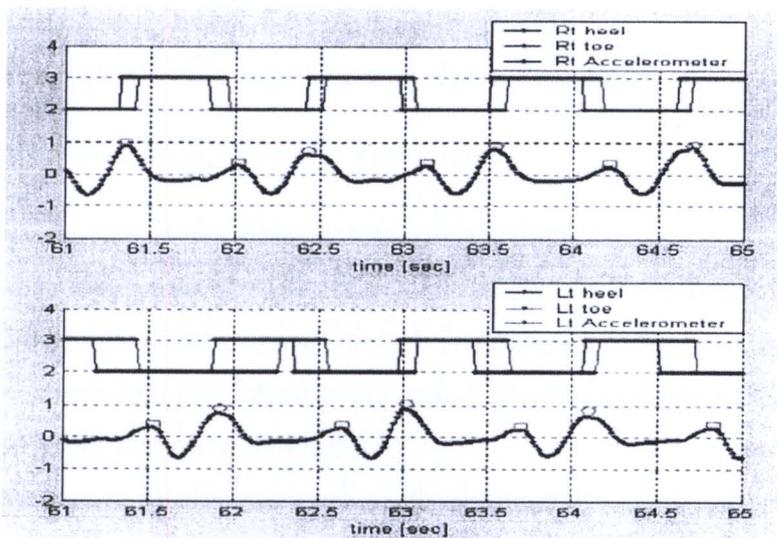
รูปที่ 2.12 เปรียบเทียบชุดมาตรความเร่งกับสวิทช์เท้าเหยียบในงานของ Jung-Ah Lee [13]

ในการทดลองใช้ความถี่ในการเก็บข้อมูลที่ 61 เฮิรตซ์ ผ่านการกรองสัญญาณแบบความถี่ต่ำผ่าน โดยติดตั้งชุดมาตรความเร่งไว้บริเวณด้านข้างเหนือข้อเท้าของขาทั้งสองข้างและสวิทช์เท้าเหยียบ 2 ชุด ติดตั้งไว้ภายในรองเท้าแต่ละข้าง



รูปที่ 2.13 แสดงภาพรวมของระบบของ Jung-Ah Lee [13]

จากการทดลองพบว่าช่วงที่ความเร่งมีค่าสูงสุด สัมพันธ์กับช่วงเวลา สิ้นเท้าแตะพื้นและนิ้วเท้ายกจากพื้นอย่างชัดเจน



รูปที่ 2.14 เปรียบเทียบค่าที่ได้จากสวิตช์เท้าเหยียบและมาตรการความเร่งในงานของ Jung-Ah Lee [13]

ผลการทดลองเปรียบเทียบระหว่าง ค่าที่ได้จากสวิตช์เท้าเหยียบกับชุดมาตรวัดความเร่ง โดยใช้ค่า ICC ในการวัดผล ซึ่งผลที่ได้มีค่า ICC อยู่ระหว่าง 0.75 - 0.96 ซึ่งถือว่ามาตรการความเร่งมีประสิทธิภาพใกล้เคียงกับสวิตช์เท้าเหยียบมาก ซึ่งบ่งบอกว่าสามารถนำมาตรการความเร่งมาใช้ในการตรวจวัดช่วงเวลา สิ้นเท้าแตะพื้นและช่วงเวลาที่นิ้วเท้ายกจากพื้น ได้

2.2 ทฤษฎีที่เกี่ยวข้อง

2.2.1 การวิเคราะห์การเดิน

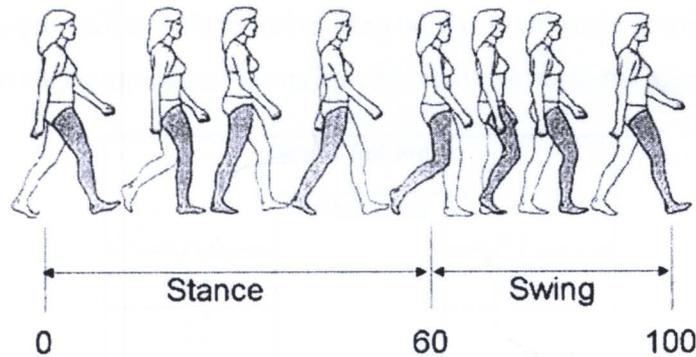
เป็นศาสตร์ที่เกี่ยวกับการวิเคราะห์การเคลื่อนที่ของร่างกายส่วนล่างในสถานการณ์ต่างๆ เช่นเดิน วิ่ง ออกกำลังกาย เล่นกีฬา แต่ส่วนใหญ่มักหมายถึงการเดิน ที่พิจารณาเป็นรอบ โดยการเดินหนึ่งรอบคือ การที่ขาข้างเดิมวนเคลื่อนที่มาอยู่ในลักษณะเดิมอีกครั้ง ในหนึ่งรอบการเดิน (Gait Cycle) สามารถแบ่งออกได้เป็น 7 เหตุการณ์ได้แก่ [14, 15]

1. Initial Contact (Heel strike, HS) คือ เหตุการณ์ที่ส้นเท้าของขาข้างแรกเริ่มแตะพื้น
2. Opposite Toe Off คือ เหตุการณ์ที่นิ้วเท้าของขาอีกข้างหนึ่งยกขึ้นจากพื้น
3. Heel Rise คือ เหตุการณ์ที่ส้นเท้าของขาข้างแรกยกขึ้นจากพื้น
4. Opposite Initial Contact คือ เหตุการณ์ที่ส้นเท้าของขาอีกข้างเริ่มแตะลงกับพื้น
5. Toe Off (TO) คือ เหตุการณ์ที่นิ้วเท้าของขาข้างแรกยกขึ้นจากพื้น
6. Feet Adjacent คือ เหตุการณ์ที่เท้าทั้งสองข้างเคลื่อนที่อยู่ใกล้กัน
7. Tibia Vertical คือ เหตุการณ์ที่กระดูก Tibia ของขาข้างแรกตั้งฉากกับพื้น

และสามารถแบ่งออกตามเวลาได้ 2 ช่วงหลัก 7 ช่วงย่อยได้แก่

1. Stance Phase คือ ระยะเวลาที่ขาข้างนั้นยังคงวางอยู่บนพื้น ประกอบด้วย
 - 1.1. Loading Response (Foot Flat) คือ ระยะเวลาที่ส้นเท้าแตะอยู่กับพื้น ถึงฝ่าเท้าอยู่กับพื้น
 - 1.2. Mid Stance คือ ระยะเวลาที่น้ำหนักตัวลงไปบนเท้าข้างที่สัมผัสพื้น ถึงส้นเท้ายกขึ้นจากพื้น
 - 1.3. Terminal Stance คือ ระยะเวลาที่ส้นเท้ายกขึ้นจากพื้น ถึงส้นเท้าของขาอีกด้านหนึ่งสัมผัสกับพื้น
 - 1.4. Pre-Swing คือ ระยะเวลาที่นิ้วเท้ายกจากพื้น
 2. Swing Phase คือ ระยะเวลาที่ขาข้างนั้นยกลอยขึ้นจากพื้น ประกอบด้วย
 - 2.1. Initial Swing (Acceleration) ภายหลังพื้น Stance Phase จะเข้าสู่ระยะเริ่มแรกของ Swing Phase โดยเริ่มจากเมื่อนิ้วเท้ายกขึ้นจากพื้นแล้ว เท้าข้างนั้นยกลอยขึ้นจากพื้นและสูงขึ้นเมื่อเข้าสู่ระยะ Mid Swing
 - 2.2. Mid Swing เป็นระยะกลางของ Swing Phase เท้าจะยกลอยสูงสุด
 - 2.3. Terminal Swing (Deceleration) เป็นระยะสุดท้ายของ Swing Phase คือเท้าจะเคลื่อนต่ำลงมาจนเกือบถึงพื้นแล้วเข้าสู่ระยะของ Stance Phase ใหม่
- ซึ่งหากนับอัตราส่วนระยะเวลาของช่วง Stance Phase และช่วง Swing Phase สามารถแบ่งได้เป็น
- ช่วง Stance Phase ประมาณร้อยละ 60 ของรอบการเดิน
 - ช่วง Swing Phase ประมาณร้อยละ 40 ของรอบการเดิน

Gait Cycle



รูปที่ 2.15 แสดงช่วงการเดิน [16]

นอกจากนี้ยังสามารถจำแนกได้ตามการสัมผัสกับพื้นของเท้าทั้งสองได้โดยแบ่งเป็น

1. Single Support (SS) คือช่วงที่มีเท้าเพียงข้างเดียวสัมผัสกับพื้น
 - 1.1. Right Single Support คือ ขาขวาสัมผัสพื้นเพียงด้านเดียว
 - 1.2. Left Single Support คือ ขาซ้ายสัมผัสพื้นเพียงด้านเดียว
2. Double Support (DS) คือ ช่วงที่เท้าทั้งสองข้างสัมผัสกับพื้นในเวลาเดียวกัน โดยช่วง Double Support คิดเป็นร้อยละ 20 – 25 ของรอบการเดิน ซึ่งจะพบในการเดินเท่านั้น ไม่พบในการวิ่ง

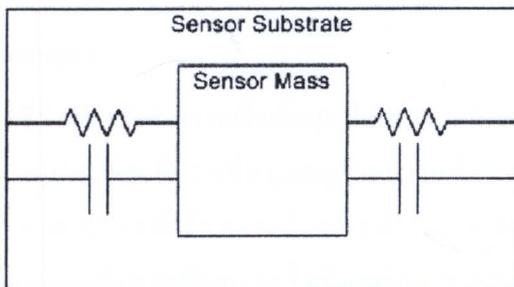
■ พารามิเตอร์ที่สำคัญในการพิจารณาการเดิน

1. Stride Width หรือความกว้างของฐานการเดิน (Width of Walking Base หรือ Base of Gait) คือ ระยะทางระหว่างจุดกึ่งกลางของส้นเท้าทั้งสองข้างขณะ HS ค่าปกติประมาณ 2 - 4 นิ้ว หรือ 5-10 เซนติเมตร การพิจารณาควรดูว่า ฐาน (Base) กว้างหรือแคบ
2. Stride Length (SL) คือ ระยะทางระหว่าง HS ของเท้าข้างหนึ่งถึง HS ของเท้าข้างเดียวกันในรอบ การเดินถัดไป การพิจารณาควรดูระยะทางของการเดิน 1 รอบในเท้าแต่ละข้างว่าเท่ากันหรือไม่ (Symmetrical หรือ Asymmetrical)
3. Stride Time (ST) คือระยะเวลาระหว่าง HS ของเท้าข้างหนึ่งถึง HS ของเท้าข้างเดียวกันในรอบ การเดินถัดไป
4. Step Length (SpL) คือ ระยะทางระหว่าง HS ของเท้าข้างหนึ่งถึง HS ของเท้าอีกข้างหนึ่ง ซึ่งจะ เท่ากับครึ่งหนึ่งของ SL
5. Step Time (SpT) ระยะเวลาระหว่าง HS ของเท้าข้างหนึ่งถึง HS ของเท้าอีกข้างหนึ่ง
6. Cadence คือ จำนวนก้าวต่อ 1 นาที ค่าปกติประมาณ 70-130 ก้าวต่อนาที

สำนักงานคณะกรรมการวิจัยแห่งชาติ
ห้องสมุดงานวิจัย
วันที่ - 7 ก.ย. 2555
เลขทะเบียน.....
เลขเรียกหนังสือ.....

2.2.2 มาตรการความเร่ง (Accelerometer)

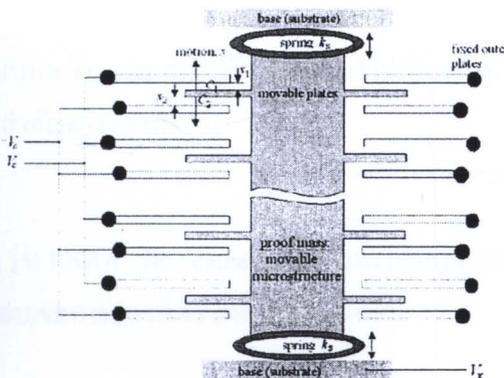
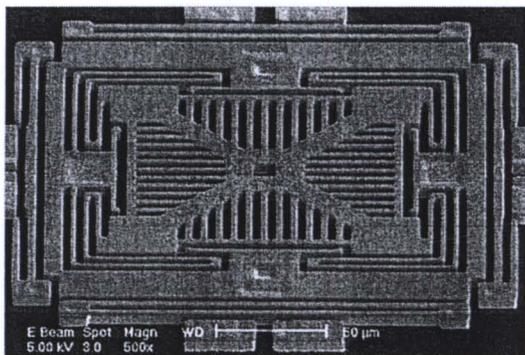
มาตรการความเร่งคืออุปกรณ์ที่ตรวจจับความเร่งที่กระทำต่อตัวมาตรการความเร่งเองหลักการการตรวจจับความเร่งของมาตรการความเร่งแกนเดียว สามารถเขียนอธิบายอย่างง่ายได้ดังแสดงในรูปที่ 2.16



รูปที่ 2.16 การทำงานของมาตรการความเร่งแกนเดียวอย่างง่าย [17]

จากรูปแสดงให้เห็นถึง ก้อนมวล ที่ถูกเชื่อมไว้ด้วยสปริงทั้งสองด้าน ซึ่งเมื่อก้อนมวลขยับ จะทำให้เกิดการขยับตัวของสปริงด้านใดด้านหนึ่ง และขั้วตัวของสปริงอีกด้านหนึ่ง โดยค่าสปริงที่ยืดและหดตัวจะทำให้เกิดการเปลี่ยนแปลงของประจุไฟฟ้าและสามารถนำมาคำนวณแรงที่เกิดขึ้นจากก้อนมวลได้ จากนั้นจะสามารถคำนวณหาความเร่งได้จาก กฎของนิวตัน $\Sigma F = ma$ เมื่อ m คือมวลของก้อนมวล a คือความเร่ง และ F คือแรงที่กระทำต่อสปริง จะเห็นว่าการทำงานในลักษณะนี้จะสามารถคำนวณค่าความเร่งจากแรง โน้มถ่วงได้ ซึ่งค่าจากการคำนวณของมาตรการความเร่งจะแสดงผลออกมาอยู่ในรูปของแรงดันไฟฟ้า มาตรการความเร่ง มีอยู่สามประเภท [18] หลักคือ

- ประเภท Piezoresistive
- ประเภท Piezoelectric
- ประเภท Differential capacitive

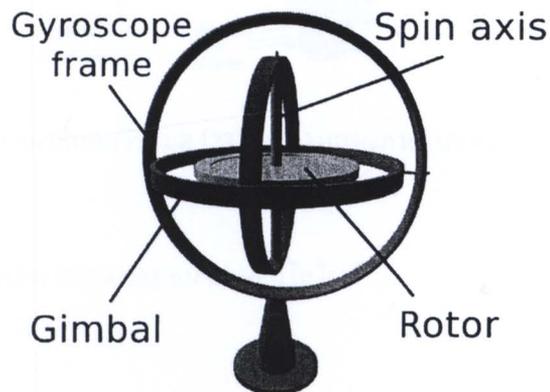


รูปที่ 2.17 มาตรการความเร่งที่สร้างแบบ MEMS [19] (ซ้าย) และหลักการการทำงาน [20] (ขวา)

ปัจจุบันมาตรฐานความเร่งถูกสร้างขึ้นให้มีขนาดเล็กซึ่งอยู่ในรูปแบบที่เรียกว่า Microelectromechanical systems (MEMS) ซึ่งมีราคาถูกขนาดเล็กและใช้พลังงานต่ำ

2.2.3 ไจโรสโคป (Gyroscope)

ไจโรสโคปคืออุปกรณ์ที่ใช้สำหรับวัดค่าความเร็วเชิงมุม โดยอาศัยหลักการการรักษาโมเมนตัมของการหมุนเอาไว้ ซึ่งภายในอุปกรณ์จะมีส่วนที่หมุนอยู่ด้วยความเร็วคงที่ความเร็วหนึ่ง ซึ่งหากมีความเร็วเชิงมุมการกระทำต่อตัวอุปกรณ์แล้ว ความเร็วของอุปกรณ์ภายในจะเกิดการเปลี่ยนแปลง ซึ่งสามารถนำค่าที่เปลี่ยนแปลงนั้นมาคำนวณเป็นความเร็วเชิงมุมที่กระทำต่อตัวอุปกรณ์ได้



รูปที่ 2.18 แสดงไจโรสโคปอย่างง่าย [21]

2.2.4 วีรีโมต และอุปกรณ์เสริมวีโมชั้นพลัส

วีรีโมตเป็นอุปกรณ์ที่ใช้สำหรับควบคุมและเล่นเกมบนเครื่องเล่นเกมวีมีชื่อเรียกอย่างไม่เป็นทางการว่า วีโมต (Wii mote) ซึ่งตัววีรีโมตประกอบด้วยส่วนสำคัญต่างๆดังนี้ [22]

- กล้องตรวจจับแสงอินฟราเรด

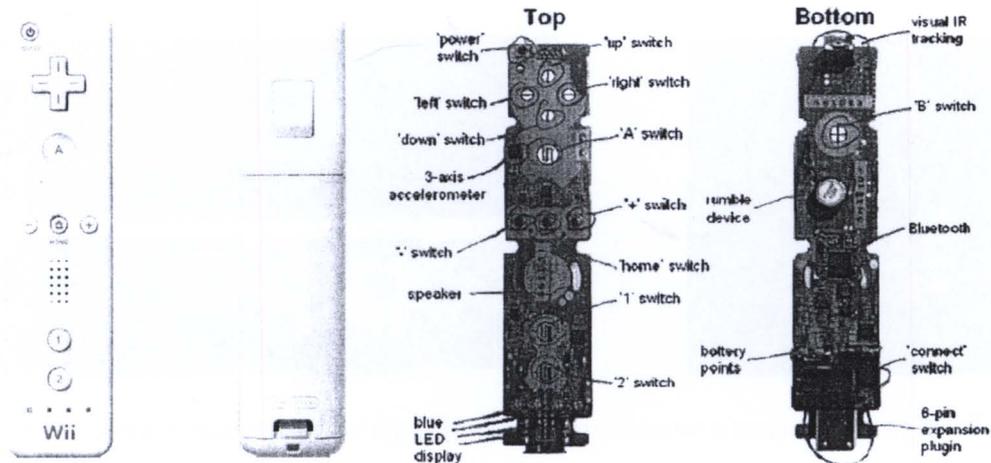
ส่วนตัวจับแสงอินฟราเรด (Visual IR tracking) รุ่น PixArt IR camera ความละเอียดสูงสุดที่ 1024 x 768 จุดอัตราการทำใหม่ที่ 100 เฮิร์ตซ์ และขอบเขตการมองที่ 45 องศา ในแนวนอน

- ลำโพง

ลำโพงขนาด 21 มิลลิเมตร ประเภท Piezo-Electric มีความถี่ 44 กิโลเฮิร์ตซ์ ที่ความละเอียด 4 บิต

▪ ปุ่มกด

ปุ่มกด ทั้งหมด 12 ปุ่มกด ประกอบด้วย ปุ่มทิศทางพื้นฐาน 4 ปุ่ม ปุ่มเครื่องหมายบวก ลบ ปุ่มโฮม (Home) ปุ่มหมายเลขหนึ่ง ปุ่มหมายเลขสอง ปุ่มไปป์น ปุ่มเปิด-ปิด และปุ่มอักษรเอ



รูปที่ 2.19 แสดงภายนอกวีรี โมด [23] (ซ้าย) แสดงภายในของวีรี โมด [24] (ขวา)

▪ หน่วยความจำ

หน่วยความจำภายในประเภท EEPROM ขนาด 16 กิโลไบต์

▪ ตัวประมวลผล

ชิปเซต Broadcom BCM2042 ทำหน้าที่เป็นหน่วยประมวลผล และส่งข้อมูลผ่านระบบการเชื่อมต่อแบบไร้สายแบบบลูทูธเวอร์ชัน 2.0

▪ มอเตอร์สำหรับสั่น

▪ หลอดไฟ LED

หลอดไฟ LED จำนวน 4 หลอดไว้บ่งบอกปริมาณแบตเตอรี่และ ID ของวีรี โมด

▪ แหล่งพลังงาน

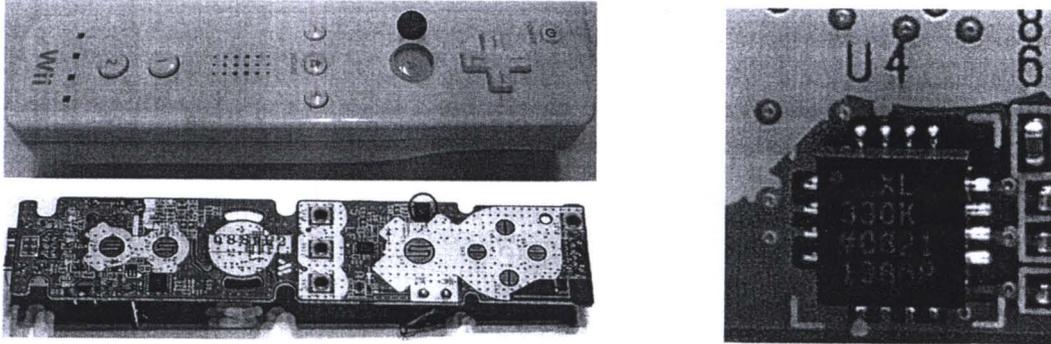
แบตเตอรี่ขนาด AA จำนวน 2 ก้อน

▪ พอร์ตสำหรับอุปกรณ์เสริม

ใช้การติดต่อแบบไอสแควร์ซี (I^2C) แบบ 6 พิน จ่ายไฟด้วยแรงดัน 3.3 โวลต์

▪ มาตรการความเร่ง

มาตรการความเร่งชิปเซต Analog Device รุ่น ADXL330 สามารถวัดความเร่งเชิงเส้นได้สามแกน มีขอบเขตการวัดค่าอยู่ที่ ± 3 เท่าของแรงโน้มถ่วงโลก อัตราการทำใหม่ที่ 100 เฮิร์ตซ์ มีความละเอียดในการส่งข้อมูลอยู่ที่ 10 บิต โดยตำแหน่งของอุปกรณ์บนวีรี โมตจะอยู่บริเวณทางซ้ายของปุ่มอักษรเอ

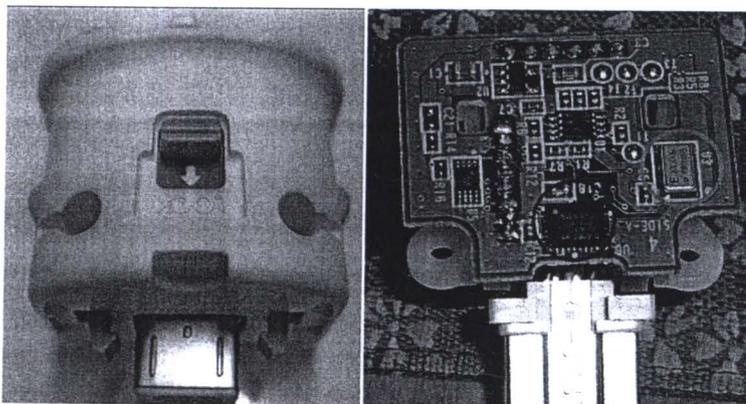


รูปที่ 2.20 แสดงตำแหน่งมาตรการความเร่งในวีรี โมต [25] (ขวา) และมาตรการความเร่งสามแกน [26] (ซ้าย)

▪ ไจโรสโคป

อุปกรณ์เสริม วีโมชันพลัส (Wii Motion Plus) เป็นอุปกรณ์เสริมทำหน้าที่ตรวจจับความเร็วเชิงมุมทั้งสามแกน ประกอบไปด้วย

1. ไจโรสโคป แกนคู่ (แกน X และ Y) ชิปเซต InvenSense รุ่น IDG-600
2. ไจโรสโคป แกนเดี่ยว (แกน Z) ชิปเซต EPSON TOYOCOM รุ่น X3500W



รูปที่ 2.21 แสดงอุปกรณ์เสริม วีโมชันพลัส (ซ้าย) และ ตำแหน่งของไจโรสโคป (ขวา) [27]